

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ ИМПУЛЬСНОГО ТОКА ЧЕРЕЗ ШЕЙНЫЙ ОТДЕЛ

<sup>1</sup>Фрелих А.В., <sup>1</sup>Арсентьев Е.А., <sup>1</sup>Бабич М.В., <sup>1</sup>Шемякин Д.Г.

<sup>1</sup> ФГАОУ ВПО «Уральский Федеральный Университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина», Екатеринбург, Россия (Россия, г.Екатеринбург, ул.Мира, 19), e-mail: alexfrelich@gmail.com

**Аннотация:** Настоящая статья посвящена процессу моделирования прохождения импульсного тока через ткани шейного отдела, главным образом через нервы, методом конечных элементов. Моделирование производилось в среде Ansys Maxwell. Рассмотренный процесс моделирования учитывает физические характеристики тканей, а так же окружающей среды и анатомию шеи. Итогом моделирования являются построенные картины интегральной плотности тока в разрезе шеи для разных частот, а так же графики зависимости максимальной плотности тока в нервных тканях от частоты.

**Ключевые слова:** нейроэлектростимуляция, моделирование, импульсный ток, метод конечных элементов, ткани шеи.

## SIMULATION OF THE PULSE CURRENT PASSAGE THROUGH THE NECK

<sup>1</sup>Frelich A.V., <sup>1</sup>Arsentiev E.A., <sup>1</sup>Babich M.V., <sup>1</sup>Shemyakin D.G.

<sup>1</sup> The Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Yekaterinburg, Russia (Russia, Yekaterinburg, street Mira, 19), alexfrelich@gmail.com

**Abstract:** This article is devoted to the process of simulation of the pulse current passage through the neck, mainly through the nerves, by finite element method. For modelling was used - Ansys Maxwell environment. The above process of modeling takes into account the physical characteristics of the tissues, environment and the anatomy of the neck. The results of the simulation are figures of the integral current density in the neck section at different frequencies, as well as graphs of the maximum current density in the nerve tissues on frequency.

**Key words:** neuroelectrostimulation, modelling, pulse current, finite element method, neck tissue.

### Введение

В настоящее время в лечебном процессе активно используются средства нейроэлектростимуляции. При применении таких средств ставится задача таргетированного воздействия малыми полями, таким образом, чтобы максимизировать полезные воздействия и минимизировать бесполезные или вредные. При решении задачи оптимизации воздействия полезным является моделирование физических процессов, происходящих in-vivo без необходимости нанесения вреда живым организмам. Для решения таких задач очень активно используются средства математического моделирования.

Известно множество различных моделей, например: математическая модель описания процессов нейростимуляции Калакутского Л.И.[1] и модель пространственно-распределенной нейроэлектростимуляции Кубланова В.С. [2]. Однако такие модели не учитывают анатомию шеи человека.

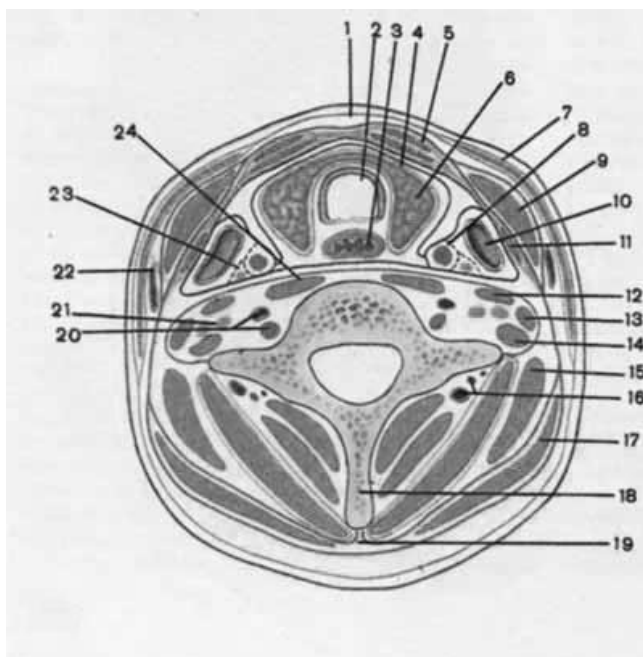
В последнее время набирает популярность моделирование процессов нейроэлектростимуляции методом конечных элементов, которые позволяют оценивать процессы, происходящие внутри модели тела пациента, например, электрическую и магнитную составляющие поля, импедансы, токи и плотности токов, энергии и т.д. Удачный пример моделирования приведен в [3]. Однако модели методом конечных элементов, описывающие прохождение тока через шею пациента построены не были.

### **Цель работы**

Данная работа направлена на моделирование процесса электростимуляции в области шеи с целью улучшения понимания процессов, происходящих в организме пациента.

### **Материалы и методы исследования**

В качестве модели шеи выбран рисунок из анатомического атласа «Оперативная хирургия и топографическая анатомия» под редакцией В.В. Кованова [4]. Изображение разреза шеи приведено на рисунке 1.



**Рисунок 1 – Ткани шейного отдела**

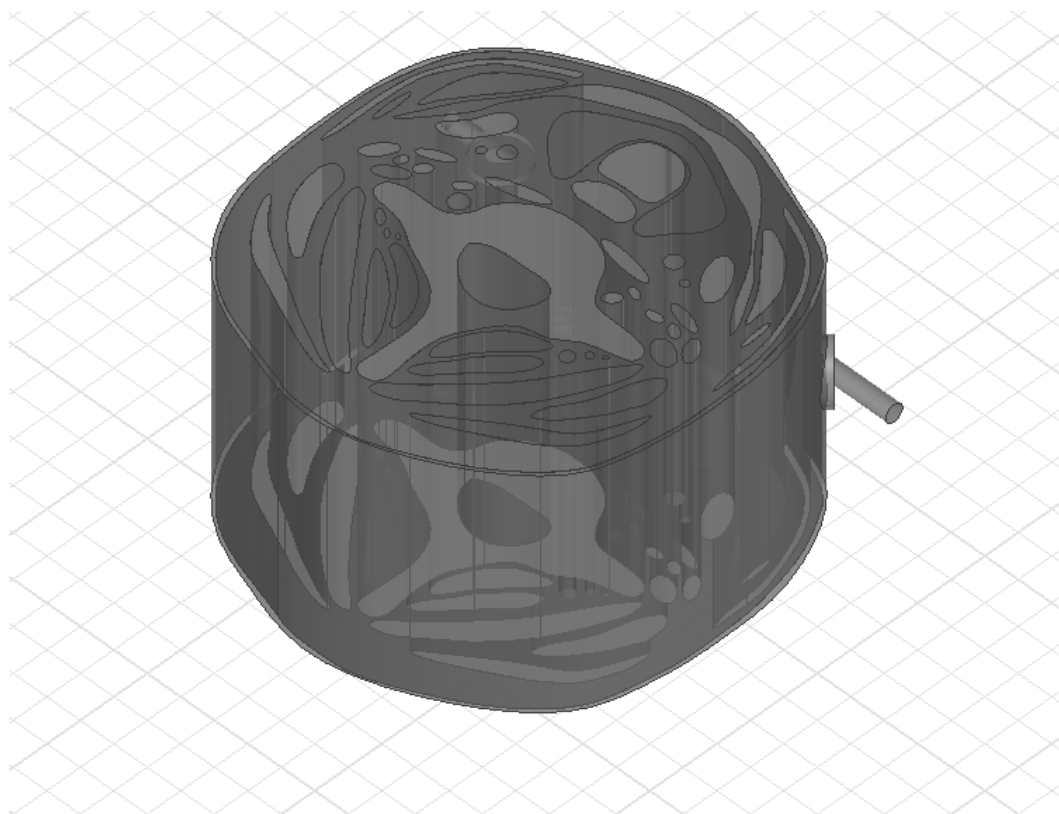
Изображение из атласа вручную обрисовано сплайнами с точностью до 1 пикселя изображения. Линейные размеры полученных сплайнов увеличены таким образом, чтобы диаметр шеи составил 12 см, что является средним размером шеи взрослого человека.

Из полученной совокупности кривых вытянуты трехмерные фигуры, таким образом, чтобы высота модели шеи составила 7 см.

На данную геометрическую модель шеи установлены модели электродов диаметром 15 мм в передней области шеи, таким образом, что плоскости установки электродов составляли 45 градусов относительно вертикальной плоскости симметрии шеи. К каждому электроду подведен проводник тока.

Далее, модель шеи с электродами и проводниками помещается в прямоугольный параллелепипед с размерами 13 см, 14 см, 9 см, который эмулировал воздушную среду.

Полученная трехмерная модель приведена на рисунке 2.



**Рисунок 2 – Трехмерная модель шеи**

Каждому телу шеи согласно анатомическому атласу сопоставлен тип ткани. Всего использованы следующие типы ткани: 1 – кожа; 2 – пищевод, 3,7,9,11,12,13,14,15,16,17,19,24 – ткань; 4,6 – щитовидная железа; 5 – жировая ткань; 10,16,20,21,22 – кровеносные сосуды; 18 – костная ткань; 21 – нервная ткань; так-же использовалась соединительная ткань (фасции).

В задаче моделирования прохождения тока через физический объект основными характеристиками материалов, являются диэлектрическая проницаемость и электрическая проводимость. Следует отметить, что известные электрофизические величины тканей зависят от частоты. Характеристики тканей взяты из Габриель [5] и из сетевого источника [6] для частотного диапазона от 1 Гц до 1 ГГц. Таблица используемых материалов и их основных электрофизических величин на частоте 1 Гц приведена в таблице 1.

Для моделирования процесса прохождения тока через шею пациента использована программа расчёта методом конечных элементов Ansys Maxwell.

Трехмерная модель, в формате Step импортируется в Maxwell, произведена конфигурация электрофизических характеристик материалов, а полученные материалы назначены соответствующим трехмерным объектам.

Таблица 1 – Физические параметры органических тканей

Наименование материалов модели шеи	Диэлектрическая проницаемость	Электрическая проводимость(S/m)
Blood	5.26e+3	7.00e-1
Bone	1.04e+5	2.00e-2
Connective tissue	2.01e+7	2.50e-1
Fat	9.91e+6	3.51e-2
Muscle	2.62e+7	2.00e-1
Nerve	3.97e+7	6.22e-3
Skin	1.14e+3	2.00e-4
Thyroid	3.97e+7	5.00e-1
White matter	3.49e+7	2.01e-2
Air	1.00e+0	0.00e+0

После импортирования структурной модели в ANSYS Maxwell необходимо выполнить ряд шагов, позволяющих выполнить расчёт данной модели. Такими шагами являются: выбор типа решения, проверка геометрии, задание материалов, создание источников токов, задание граничных условий, задание параметров анализа, задание параметров полигональной сетки. Рассмотрим данные шаги подробнее.

### Выбор типа решения

Для анализа частотно-зависимых характеристик тканей шеи используется тип проекта «Eddy current», который позволяет производить анализ гармонических токов, проходящих через физические объекты с учетом электрической и магнитной составляющих электромагнитного поля.

### Проверка геометрии

Проверка геометрии на наличие ошибок, позволяет найти зазоры и перекрытия компонентов 3-х мерной модели, при которых становится невозможно корректно рассчитать модель. При их обнаружении проводится их исправление встроенными средствами среды.

### Создание источников токов и граничных условий

В качестве источников тока модели шеи использованы объекты электродов с проводниками. Причем через первый электрод ток втекает в шею с заданной амплитудой, а из второго электрода – вытекает с такой же амплитудой.

### Задание параметров анализа

Частоты моделирования выбирались по логарифмическому закону, из каждой декады выбиралось 5 частот. Полный частотный диапазон моделирования покрывал 9 декад. Таким образом, моделирование производилось в 46 точках на частотной оси, что

позволило соблюсти золотую середину между качеством данных, и вычислительными затратами.

### Задание параметров полигональной сетки

От настройки данного параметра зависит точность вычисления, а так же вычислительные затраты. Ansys Maxwell позволяет настроить такие параметры полигональной сетки как: «Aspect ratio», «Maximum normal deviation», «Maximum surface deviation». Параметр «Maximum surface deviation» определяет максимальное отклонение любой точки модели от любой точки тетраэдра сетки. Данный параметр игнорируется в расчётах, в целях экономии вычислительных ресурсов. Параметр «Maximum normal deviation» отвечает за максимальное угловое отклонение поверхности тетраэдра от модели. Данному параметру установлено значение 22 градуса, что грубо соответствует построению 16 угольника на круге. Такая установка позволила сократить используемые вычислительные ресурсы. Параметр «Aspect Ratio» определяет максимальное отклонение размеров тетраэдров между собой. Параметру «Aspect Ratio» эвристически присвоено значение 20.

В программе Maxwell существует несколько стратегий расчёта полигональной сетки: «Tau mesh», «Classic mesh». Основываясь на документации Ansoft, для кривых поверхностей лучше всего подходит «Tau mesh», что так же доказано опытным путем. При использовании «Classic mesh», вычислительные затраты на расчёт модели составили 76 часов, а при использовании «Tau mesh» – 28 часов.

### Результаты

После выполнения всех шагов осуществляется расчет модели. По результатам моделирования построены картины интегральной плотности тока в разрезе шеи для разных частот. Такие картины приведены на рисунках 3 – 6 для частот 1 Гц, 1 кГц, 10 кГц, 100 кГц, 1 МГц, 10 МГц, 100 МГц соответственно.

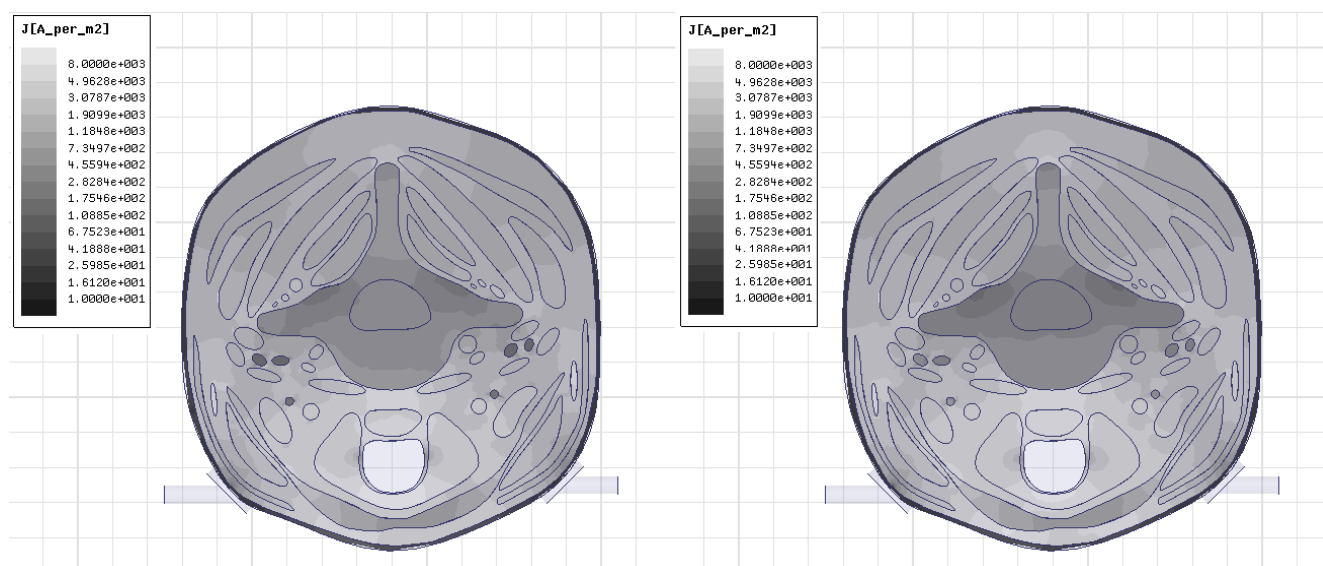


Рисунок 3 – Плотность тока при частоте 1 Гц (слева) 1кГц (справа)

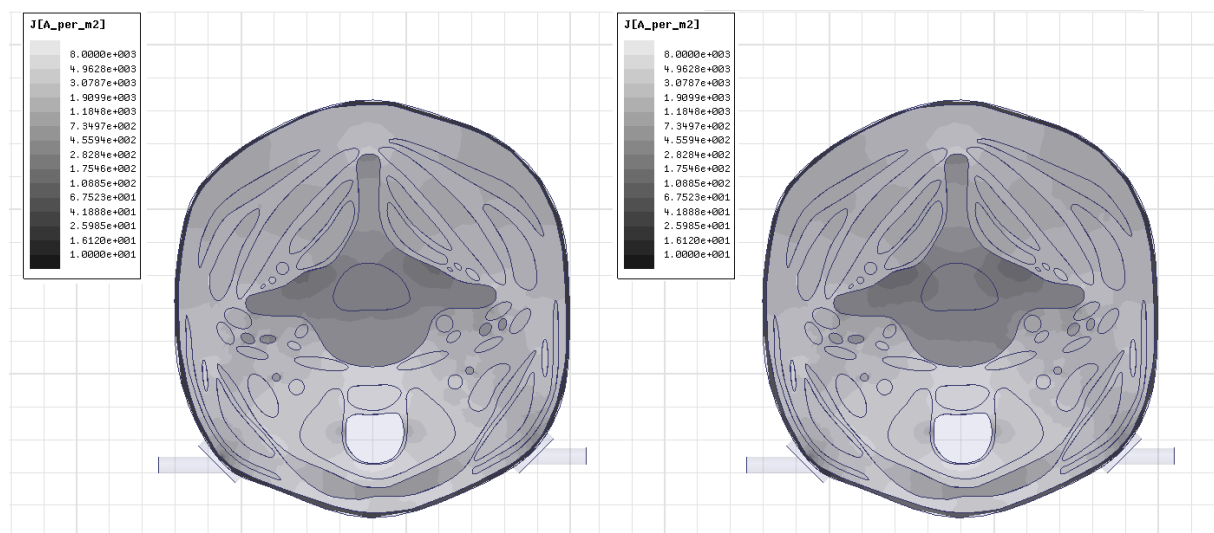


Рисунок 4 – Плотность тока при частоте 10 кГц (слева) 100кГц (справа)

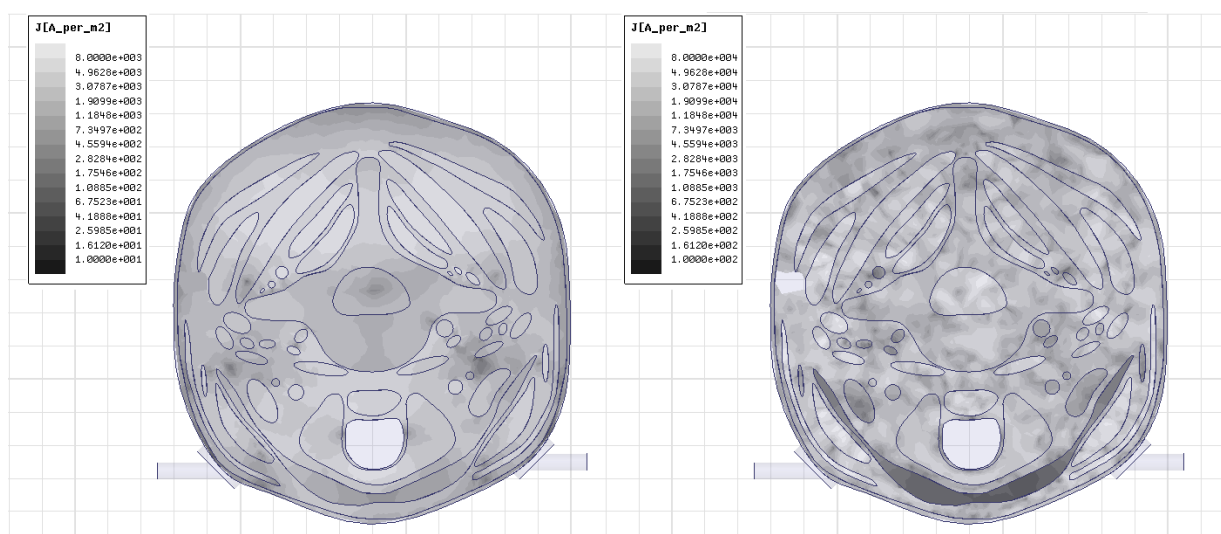


Рисунок 5 – Плотность тока при частоте 1 МГц (слева) 10МГц (справа)

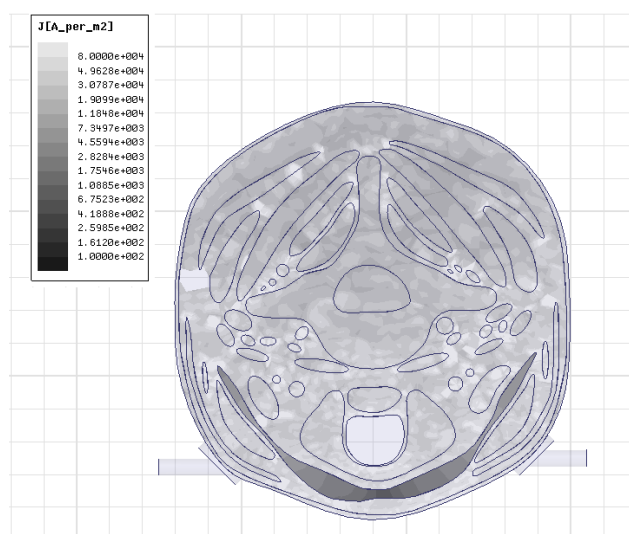


Рисунок 6 – Плотность тока при частоте 100 МГц

Как видно из рисунков значимых изменений в диапазоне частот от 1 Гц до 100 кГц не происходит. Однако, хорошо заметно, что в данном диапазоне частот, есть изменение

плотности тока через нервные ткани, при этом воздействие на другие органы оказывается незначительным. Совсем другая ситуация происходит с более высокими частотами, на рисунках 5,6 изображены плотности тока на частотах 1 МГц, 10МГц, 100МГц. При этом на рисунке 5 (слева) использовалась та же световая шкала, что и на рисунках 3-4, отсюда видно как различается воздействие на ткани шейного отдела при низких и высоких частотах.

На рисунках 5 (справа), 6 можно наблюдать увеличение плотности тока в среднем на два порядка, так же плотность тока становится равномерно распределенной по всему объему шейного отдела.

Далее, по построенным моделям получены, интересующие нас, зависимости максимальной плотности тока в нервных тканях от частоты. Данные зависимости приведены на рисунках 7 и 8. С учетом частотных зависимостей электрофизических свойств биологической ткани можно сделать следующие выводы.

- 1) На частотах выше 500 кГц наблюдается линейный рост максимальной плотности тока, проходящей через нервные ткани области шеи.
- 2) На частотах до 10 кГц наблюдается максимум плотности тока, проходящей через нервные ткани на частоте 50 Гц.

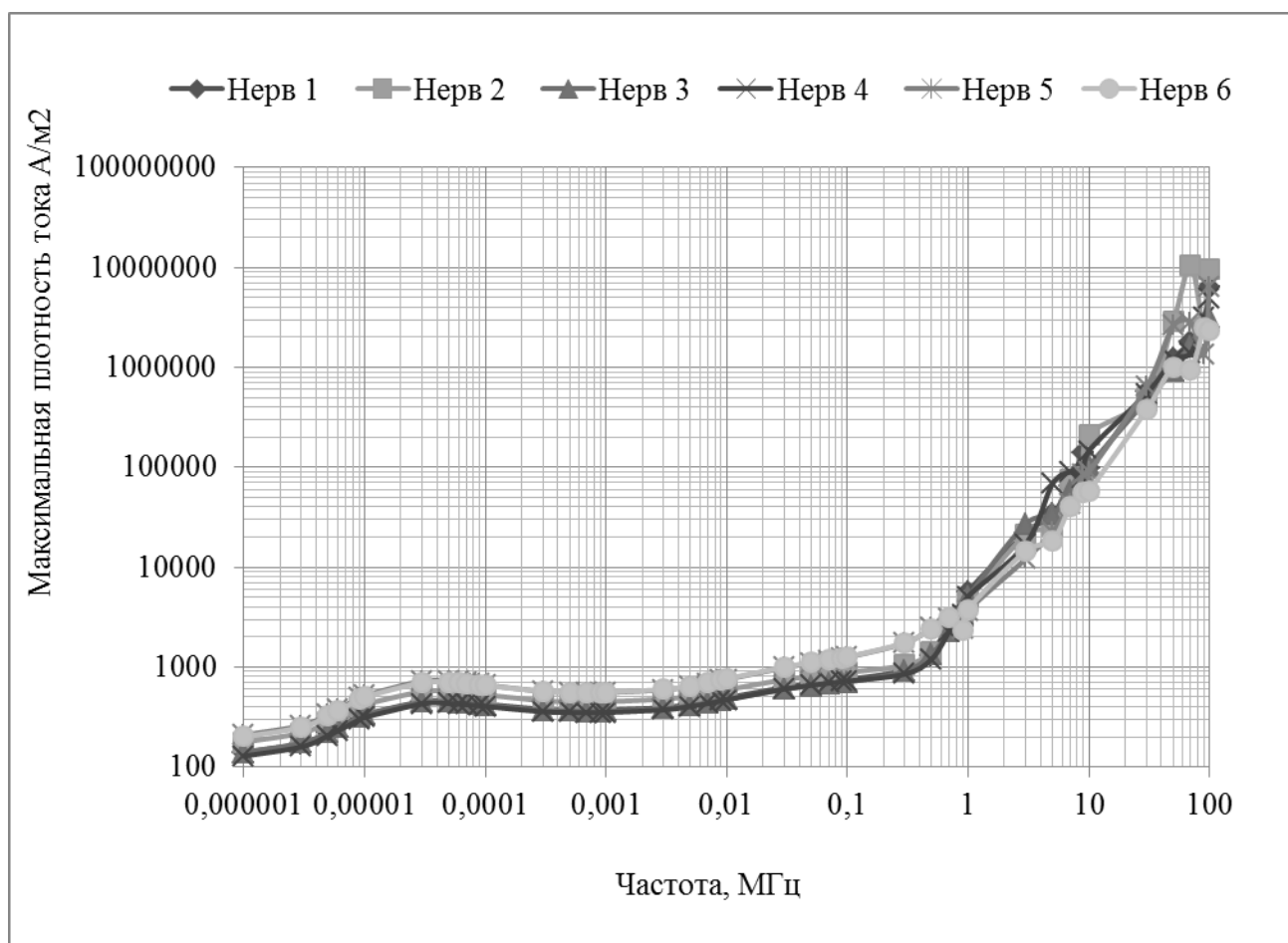
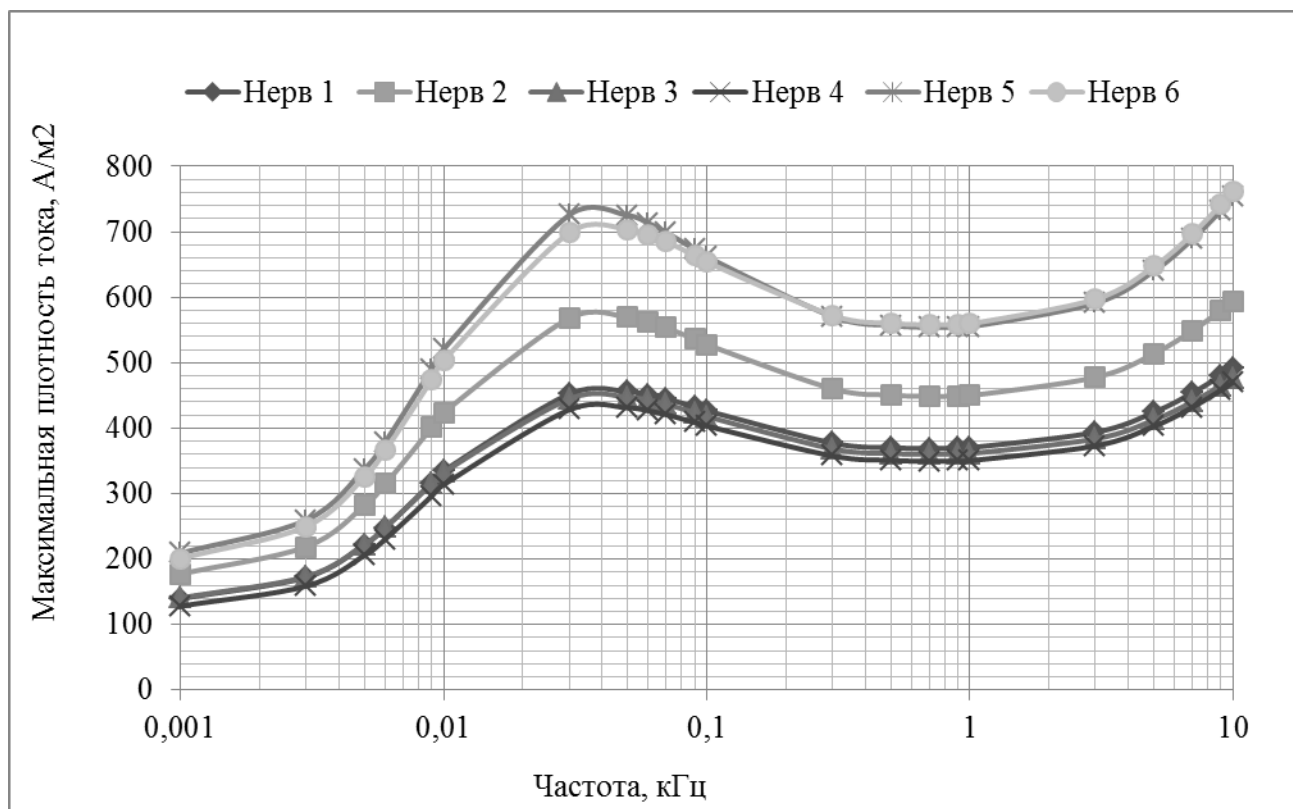


Рисунок 7 - Зависимость максимальной плотности тока в нервных тканях шеи



**Рисунок 8 – Зависимость максимальной плотности тока в нервных тканях шеи на малых частотах**

## Выводы

Предложенная 3-х мерная модель позволяет получить результаты процессов приближенные или максимально соответствующие процессам прохождения импульсных последовательностей тока через ткани шеи.

Полученные результаты позволяют исследовать прохождение высокочастотных составляющих через ткани шеи.

Имеет смысл построить модель, отражающую тепловое воздействие импульсного электрического тока на ткани шеи пациента, с целью обнаружения локальных тепловых зон, и оценки повышения температуры в этих зонах.

## Список литературы

1. Калакутский, Л. И. Системы электростимуляции органов и тканей [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / Л. И. Калакутский, С. А. Акулов, А. А. Федотов; Министерство образования и науки Российской Федерации, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). - Электрон. текстовые и граф. дан. (1,0 Мбайт). - Самара, 2012. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM).
2. В.С. Кубланов и др. Об инновационных возможностях аппарата «СИМПАТОКОР-01» в неврологии при функциональных нарушениях вегетативной и центральной нервной системы // Год 410-летия Кремлевской медицины 60-64с.
3. Hui, Z. at all «Stimulation the Comfort of Textile Electrodes in Wearable Neuromuscular Electrical Stimulation» // SENSOR 1424-8220
4. Под редакцией В.В. Кованова «Оперативная хирургия и топографическая анатомия» 4е издание, дополненное // М: Медицина, 2001.— 408с.



5. C. Gabriel. Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies – [электронный ресурс] - URL: <file:///C:/Users/Admin/Downloads/Gabriel.pdf>
6. Modelling the frequency dependence of the dielectric properties to a 4 dispersions spectrum. - [сайт] – URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/AppendixC.html#C34>

#### References

1. Kalakutskiy, L. I. Sistemy elektrostimulacii organov i tkaney [electronniy resurs] : electron. ucheb. posobie / Kalakutskiy, L. I. at all Ministerstvo obrazovaniya i nauki Rossiyskoy Federacii, Samara. gos. aerokosm. un-t im. S. P. Korpleva (nac. issled. unt). - Electronniy. tekstovie i graph. dan. (1,0 Mbayt). - Samara, 2012. – 1 el. opt. disk (CD-ROM).
2. V.S. Kublanov at all «Ob innovacionnyh vozmozhnostyah apparata «SIMPATOKOR-01» v nevrologii funkcionalnyh narusheniyah vegetativnoy i centralnoy nervnoy sistemy» // God 410-letiya Kremlevskoy mediciny 60-64c.
3. Hui, Z. at all «Stimulation the Comfort of Textile Electrodes in Wearable Neuromuscular Electrical Stimulation» // SENSOR 1424-8220
4. Pod redakciey V.V. Kovanova «Operativnaya hirurgiya I topographicheskaya anatomia» 4th izdanee, dopolnennoe // M: Medecina, 2001.— 408p.
5. C. Gabriel. Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies – [internet recourse] - URL: <file:///C:/Users/Admin/Downloads/Gabriel.pdf>
6. Modelling the frequency dependence of the dielectric properties to a 4 dispersions spectrum. - [site] – URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/AppendixC.html#C34>